디지털 보청기의 자동 보정 파라미터 추출

석수영[†] · 정호열[††] · 정현열[†††]

요 약

본 논문에서는 난청환자의 청각손실로부터 디지털 보청기의 보정 파라미터를 자동적으로 추출하는 방법을 제안하고 이를 이용한 자동보정시스템을 구현한다. 디지털 보청기의 보정 파라미터는 난청환자의 청각 특성 오디오그램으로부터 자동으로 추출하였으며, 추출된 보정 파라미터는 실제 GM3036 디지털 보청기을 이용하여 보정 시스템으로 구현되었으며, 각 파라미터는 이론적인 2cc 출력에 근접하도록 테이블화 하였다. 제안한 자동 보정 시스템을 적용하여 검사기로부터 출력을 검증하였고, 50명에게 사용하게 한 후 만족도를 조사한 결과 자동 보정 시스템의 유효성을 확인 할 수 있었다.

Auto fitting Parameter Extraction for Digital Hearing Aids

Soo-Young Suk[†], Ho-Youl Jung[††] and Hyun-Yeol Chung[†††]

ABSTRACT

In this paper, we propose an efficient auto-fitting system for digital hearing-aids which automatically adjusts the fitting parameters according to the auditory characteristics of hearing handicapped person. The fitting parameters are extracted from audiogram of hearing handicapped and are applied to digital hearing-aid purposed GM3036 chip. The characteristics of each parameter are compared with those from theoretical 2cc graph. The purposed system has applied to 50 patients and their satisfaction ratios show to the very high. As results, it shows effectiveness of proposed system.

1. 서 론

난청환자의 청각 손실은 언어의 수단, 즉 인간의 음성이 부분적으로 차단되는 것을 말한다. 난청환자에게 청각 손실을 보상해 주기 위해 1800년경에 최초로 청각 보조 장치가 개발된 후[1], 1950년경 이후 트랜지스터의 개발에 힘입어 소형의 보청기가 개발되어 정확한 청각 손실 특성을 찾아내어, 이를 보상해주기 위한 연구가 활발히 진행되었다.

일반적으로 보청기를 착용하는 난청환자의 청각은 인지 할 수 있는 모든 주파수 대역이 손실되어 있는 것이 아니라, 특정 주파수 영역의 일부분이 정상인보다 손실된 경우가 대부분으로 현재 개발된 디지털 보청기의 특징을 이용하면 보다 정확하게 이 손실을 보정할 수 있다[1]. 또한 DSP 기술을 응용한 다양한 개선방법들, 즉 자음 분별력 향상 함수의 이용[2], 멀티 채널 비선형 증폭[3] 등을 이용할 수 있어 아날로그 보청기에서 구현할 수 없었던 정확한 보정이 가능하게 되었다.

난청환자의 청각특성에 맞게 보청기를 보정하기 위해서는, 병원에서 청각 능력을 진단하여 각 주파수 대역별로 청각손실을 정확히 파악한 후 손실된 주파수 대역에서의 이득을 개별적으로 보정해 주어야 한다. 아날로그 방식의 보청기는 마이크에 의해 입력된 음성신호를 전기신호로 바꾸어 아날로그 증폭 및 여파기를 거쳐 스피커에 증폭된 음을 공급한다. 이러한 아날로그 방식의 보청기는 개인에 따라 중간단에 잡음 피크 제한기(Limiter), 수동 음량 조정(GC)등과 같은 음향조정기를 삽입하여 특성을 조정하고 있다. 하지만, 아날로그 방식의 보청기는 크기의 한계로써 모든 외부조정기를 사용할 수 없으며, 조정기의 정확

[†] 영남대학교 정보통신공학과
[††] 정회원, 영남대학교 전자정보 공학부
[†††] 영남대학교 전자정보 공학부

한 값으로 보정할 수 없다. 그림 1은 일반적인 아날로그 보청기의 구성도를 나타내고 있다.

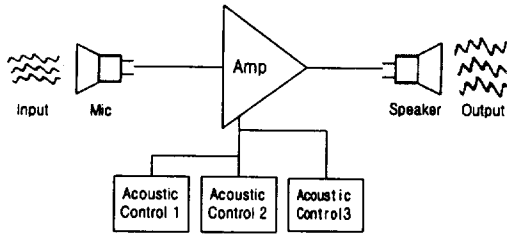



그림 1. 일반 아날로그 보정 시스템

최근 컴퓨터 소프트웨어방식으로 기존의 아날로그 방식의 보청기에서 사용 가능한 모든 파라미터를 조정할 수 있는 보청기 칩의 개발에 따라 선택적으로 보청기의 이득을 조절하는 연구가 활발하게 진행되고 있다. 그러나, 국내의 경우에는 디지털 방식의 보청기에 대한 연구 개발이 거의 이루어지지 않고 있고 보청기와 보정(fitting)소프트웨어를 전량 수입에 의존하고 있는 실정이며 보정 소프트웨어도 수동보정방식을 사용하기 때문에 소프트웨어 사용자에 따라 다른 보정 특성이 달라지는 문제 때문에 객관적인 보정이 이루어지지 않아 디지털 보청기의 제 기능을 발휘하지 못하는 경우가 빈번하게 발생하고 있다.

따라서 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 한국인에게 맞는 디지털 보청기의 보정 파라미터 추출방법을 제안하고, 이를 자동으로 디지털 보청기에 입력할 수 있는 자동보정 시스템을 개발하고자 한다.

자동보정방법(Auto Fitting Algorithm)은 크게 4단계로 나누어 생각할 수 있다. 제 1단계는 청각장애자의 오디오그램(Audiogram)을 기반으로 하여 각 주파수에 따라 필요한 청각 파라미터 값을 산출하는 부분으로 이 과정을 통해 아날로그 보청기에서 구현할 수 없었던 특정 주파수 대역을 선택하여 보정하는 것이 가능하다. 제 2단계는 보청기의 특성을 조사하여 각 특징을 테이블화 한 후, 그 특징에 따라 도식화하는 부분이다. 본 연구에서는 2채널 디지털 보청기 시스템인 GM3036 칩을 이용하기로 한다. 제 3단계는 오디오그램으로부터 입력받은 청각 파라미터와 특성 테이블을 기준으로 보정 파라미터를 조정하여 추출하는 부분으로 이 단계까지를 자동화시키기로 한다. 제 4단계는 자동 보정으로 찾아낸 파라미터 값과 특별한 경우에 변화시킬 수 있는 수동 파라미터를 조합하여 HI-PRO 컨트롤 박스를 통해 보청기에 입력 시키는 부분이다. 또한 자동보정방법에서 청각에 대한 주변환경 요소를 고려하여 주파수 대역에 따른 AGC(Auto Gain Control) 기능을 가지도록 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 디지털 보청기의 특성과 보정 파라미터추출에 대해 설명하고, 3장에서는 구현한 청각 특성 자동 보정 시스템에 대해 기술한다. 4장에서는 제안한 자동보정방법을 이용한, 보정 결과 및 고찰을 통하여 제안한 방법의 유효성을 확인하고, 마지막으로 5장에서 결론을 맺는다.

2. 보정 파라미터 추출

2.1 보청기의 특성

아날로그 방식의 보청기는 크기에 따라 최고 1개에서 6개의 다른 기능을 갖는 조정기를 부착하게 된다[1]. 하지만, 아날로그 방식 중에서 ITE(in-the-ear, 고막형)타입의 경우 조정기를 장착할 공간이 부족하기 때문에 소리의 크기를 조정하는 음량 조정기 이외에 1~2개의 조정기밖에 장착할 수 없는 반면, BTE(behind-the-ear, 귀걸이형)타입의 보청기는 비교적 여유공간이 많아 4~6개까지 장착이 가능하다.

디지털 방식의 보청기는 칩 내부에 아날로그 방식에서 구현할수 있었던 모든 조정기를 내장하고 있으며, 이를 외부 제어상자를 통해 컴퓨터에서 정확한 파라미터로 조정가능하다. 또한 디지털 신호 처리 기술의 발달로 말미암아, 이를 응용한 다양한 방법들이 사용 가능하다. 즉, 자음 분별력 향상 함수의 이용[2]하여 언어의 분별력을 향상시키거나, 멀티 채널 비선형 증폭방식을 사용[3]하여 환자에 특성에 맞는 정확한 보정치를 만들어 낼 수 있기 때문에 아날로그 보청기에서 구현할 수 없었던 특성들을 만들어 낼 수 있다[4]. 디지털 보청기의 특징인 멀티 채널 비선형 증폭방식을 적용한 디지털 보청기는 2채널에서부터 8채널까지 개발되어 발표되고 있으며 이 시스템에서는 감쇠률도 1:1에서 1:4 까지 제어 가능하다. 디지털 방식의 보청기를 환자의 청각 특성에 정확하게 맞게 보정하기 위해서는 디지털 보청기의 종류에 따라 그 특성이 달라지므로 이를 보청기에 입력할 파라미터

의 계산이 정확해야 한다. 따라서 객관적으로 정확한 파라미터를 계산하기 위해서는 소프트웨어에 의한 자동보정방식을 사용해야 한다.

디지털 방식의 보청기를 제어하기 위해 외부 제어 상자를 사용해야 하는데, 현재 사용되고 있는 제어상자의 종류에는 소프트웨어와 연동방식인 HI-PRO control Box와 소프트웨어와의 연동과 자체 컨트롤 박스만으로도 파라미터를 제어할 수 있는 혼합방식인 Solo control Box가 있다[5].

기본적으로 보청기의 특성을 조절하는 조정기로는 최대 출력(SSPL)조정기, 이득 조정기, 주파수 특성 조정기, 감쇠률 조정기, Knee Point 조정기가 있으며 먼저 이들 조정기의 기능에 대해 자세히 기술하기로 한다[1,6].

a. 최대 출력(SSPL) 조정기

보청기를 처음 장착할 때 가장 유의하여야 할 것은 보청기의 최대 출력(maximum output)이 환자가 불편함을 느끼는 수준(UCL; Uncomfortable level)을 넘지 않게 하는 것이다. 기본적으로 최고 출력 조정기는 포화 음압 이득값(SSPL; Saturation Sound Pressure Level)90을 적용시키게 된다. 이는 90dB SPL에 상당하는 소리를 입력하였을 때 보청기가 증폭하는 최대 출력의 크기를 제한하는 것이다. SSPL과 UCL의 관계는 일반적 음성의 경우 UCL은 SSPL에 20dB를 더해 준 것이다.

b. 이득 조정기

이득 조절(Gain Control)은 ITE타입과 BTE타입에 따라 다르다. 즉 ITE타입 보청기인 경우 이득 조절은 외부에 노출된 바퀴형의 음량 조정기 하나만 부착되며, BTE타입 보청기의 경우 환자가 손으로 조절할 수 있는 외부에 부착된 음량 조정기와 보청기 내부에 screw driver로 조절할 수 있는 이득 조정기의 두 가지로 이루어져 있다. 외부에 노출된 음량조정기와 내부의 이득조정기는 같은 기능을 가지며, 보청기 회로가 갖고 있는 주파수 특성의 이득을 증감시키는 역할을 한다.

c. 주파수 특성 조정기

주파수 특성 조정기는 크게 고역통과필터(high pass filter)와 저역통과필터(low pass filter)로 이루어진다. 이와 같은 주파수 특성 조정기는 회로에 의해 정해진 주파수 특성을 변경시켜 환자의 청각손실에 해당하는 주파수 영역만을 보정해 주게 된다. 예를 들어, 고역통과 필터는 저음 영역을 억제하여 소음이 있는 환경에서 잡음을 억제하여 말의 식별 능력 증가시키고, 폐쇄효과를 감소시켜 음감을 자연음과 유사하게 만들 수 있다. 또한 저역 통과 필터는 고음 영역을 변경하여 모음의 명료도를 증가시킬 수 있고, 소리의 되울림을 줄일 수 있다[1].

d. 감쇠률 조정기

감쇠률(compression ratio)조정기는 입력되는 소리를 출력할 때 감쇠되는 비율을 정하는 것이다. 이것은 감음 신경 난청환자의 경우 소리의 증폭이 일정 수준 이상이 되면 환자가 불편을 느끼게 되고, 이것을 방지하기 위하여 증폭되는 소리에 제한을 둔다. 예를 들어, 정상인의 경우 인지 영역(소리를 들을수 있는 범위)가 100dB 정도 되지만 감각신경성난청인 경우 40dB이내가 되는 경우가 많다. 그러므로 감각신경성 난청이 있는 경우 입력된 소리를 증폭하여 출력되는 소리의 범위를 40dB 이내로 낮추어야 환자가 편하게 들을 수 있다.

e. Knee Point 조정기

Knee Point(KP) 혹은 압력 역치(compression threshold)조정기는 소리가 보청기에 입력하였을 때 소리의 감쇠시점을 조정하는 것으로 일반적으로 45~75dB SPL사이에서 작동된다. 감각 신경성 난청 환자인 경우 누가현상(recruitment phenomenon)이 있어서 인지 영역이 좁아져 있고, 일반인이 편안하게 듣는 음압에서도 불편함을 느낄 수 있다. 이런 경우 KP를 낮추어 보통 크기의 소리에 대해서도 음압을 낮출 필요가 있다. KP의 설정은 환자의 청각손실 형태와 누가 현상의 여부, 인지 영역의 범위 등을 고려하여 설정하여야 한다.

2.2 보정 파라미터 추출

환자의 청각 손실을 디지털 보청기에 객관적으로 적용하기 위하여 각 조정기의 파라미터를 객관적으로 추출할수 있는 보정 파라미터 추출방법을 제안한다. 개인적인 청각 손실은 병원에서 진단받은 오디오그램으로부터 산출할수 있다. 제안한 방법은 오디오그램의 각 주파수별 이득값으로부터 청각 파라미터를 추출한후 칩 특성표를 참고하여 보정 파라미터를 추출한다. 그림 2은 보정 파라미터 추출 흐름도를 나

타내고 있으며 4단계를 거쳐서 추출한다. 이하 각 단계별로 구분하여 설명한다.

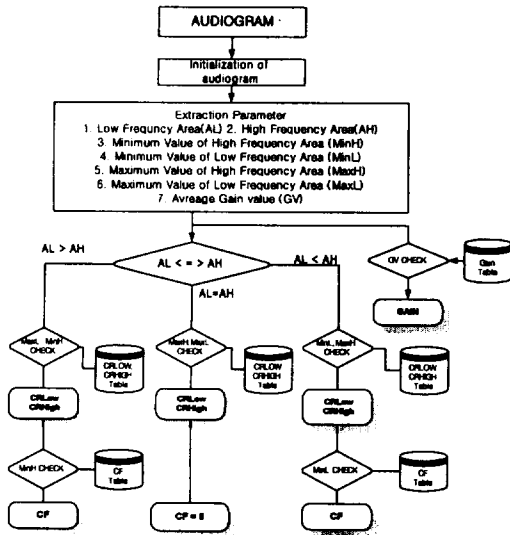



그림 2. 보정 파라메터 추출 구성도

단계1) 오디오그램 초기화

125Hz부터 8KHz까지의 각 주파수에 대해 모든 입력값이 존재하도록 만들어 주는 과정으로 13개의 입력값이 모두 입력되지 않았을 경우는 주위의 값을 평균하여 계산한 후 연속성을 가지도록 만들어 준다.

단계2) 청각 파라미터 추출

청각 파라미터를 추출하는 과정으로 7가지(AL, AH, MinH, MinL, MaxH, MaxL, GV)청각 파라미터를 추출한다. 여기서 AL파라미터는 보정시켜 주어야 할 영역 중에서 125Hz~1KHz 대역을 저주파 영역(Low Frequency Area)으로 정의하여 이 영역의 면적을 계산한 값을 말한다. AH파라미터는 1KHz~8KHz 대역에 해당하는 고주파영역(High Frequency Area)의 면적을 말한다. 또, MinH, MinL, MaxH, MaxL 파라미터는 각각 고주파, 저주파 영역 면적값의 최소값과 최대값들을 나타낸다. 마지막으로 GV 파라미터는 초기화된 오디오그램으로부터 계산된 평균이득값을 말한다.

단계3) 이득 제어 보정파라미터 추출

이 단계는 시스템의 이득을 제어할 보정 파라미터를 추출하는 단계로 위에서 구한 GV 파라미터를 칩 특성표에 입력하여 구한다. 이 보정파라미터 추출시 최소값 40dB 음량이 시스템에 입력될 경우는 무감쇠로, 70dB이상의 음량이 시스템에 입력될 경우에는 SSPL 90(Saturation SPL 90)을 초과하지 않도록 한다. 이는 일반적으로 최대음량은 SSPL90을 기준으로 되어 있기 때문이다. 환자의 신경 손실치와 전체적인 청각 손실영역을 고려하여 SSPL기준을 변경하고자 할 경우에는 MPO(Maximum Power Output) 파라미터를 이용하여 조정 할 수 있다.

단계4) 특성제어보정파라미터 추출

이 단계는 시스템의 특성을 제어할 보정 파라미터를 추출하는 단계이다. 특성 제어보정파라미터로는 CRLow Frequency 파라미터, CRHigh Frequency 파라미터, Crossover Frequency파라미터가 있으며 각각 저주파영역의 감쇠률, 고주파영역의 감쇠률, 고주파와 저주파의 경계 주파수를 나타낸다. 보정 파라미터를 추출하기 위해서는 먼저 AL, AH 청각 파라미터를 이용하여 손실 영역의 면적을 비교한 후 각 경우에 해당하는 최대값, 최소값을 칩특성표에 입력하여 구한다.

제안한 보정 파라미터 추출방법을 이용할 경우 오디오그램만을 입력하여도 보청기의 주파수 특성과 Gain을 개인에게 적합하도록 자동으로 변경되며, 2채널 이상의 다채널 보청기로의 확장시에도 이를 확장 적용 가능하다.

2.3 환경적 요인 고려

보청기 보정 시스템은 각 개인의 청각특성만을 고려하여 보정하도록 되어있다. 그러나, 각 개인의 보청기 사용환경에 따라 보정 파라미터를 최적화 시켜 주어야 할 필요가 있으며, 우리나라 환자들의 특징적인 환경적 요소도 고려하여 보정해야 한다.

즉, 개인의 특성보정은 보청기의 착용장소와 주관적인 청각 손실치를 고려해 주는 것으로, 환자의 실제 착용 결과 실내에서만 사용하는 경우에는 잡음제거 기능을 강조하기 보다는 언어 변별력과 음의 전체적인 부드러움을 주도록 보정해야 한다. 예비실험 결과 보청기의 착용장소에 따라 저주파, 고주파 성분을 2~5dB 정도 수동 조절하여 보정하게 된다.

감음 신경 난청자의 경우, 자동 보정 후 인지 영역이 줄어들었을 때는 Soft TK 파라미터를 조정하여 고음의 증폭율을 감소시킨 다음 이득 파라미터를 이

용하여 전체 이득을 보상해준다. 보청기를 사용한 실제 환자를 대상으로한 만족도를 조사한 결과 사용환경에 따라 보청기의 사용으로 소리가 적어지고 잡음이 많아졌다는 불평을 호소하였는데, 이는 환자의 환경적 요소를 정확히 고려해줄 필요가 있음을 나타내는 것이다.

3. 자동보정 시스템 구현

디지털 보청기를 개인적 청각 특성에 맞게 보정하기 위해서는 소프트웨어에 의한 제어방식을 이용하는 것이 바람직하며 사용되어지는 파라미터 추출을 정확하고 객관적으로 수행하기 위해서는 자동 보정 시스템을 사용하는 것이 편리하다. 제안한 보정 파라미터 추출방법을 자동 보정 시스템으로 구현하기 위해 선택된 보청기 시스템 칩의 특성을 조사하고, 이를 이론적인 보정치인 2cc 그래프에 근사되도록 테이블화 한다.

3.1 자동 보정 시스템의 구성

자동 보정 시스템은 크게 4개 부분으로 나눌 수 있다. 제 1부분은 자동 보정에 사용할 칩의 특성을 측정하여 테이블화 하는 단계로서 7개의 소프트웨어적으로 제어 가능한 보청기의 파라미터 특성을 조사하여 16 또는 32 단계로 테이블화 한다. 제 2부분은 오디오그램의 입력, 즉 개인의 기도 역치를 입력받아 청각 파라미터를 찾아내는 단계이고, 제 3부분은 청각 파라미터를 칩 특성 테이블에 입력하여 보정 파라미터를 추출하는 단계이다. 이 단계까지가 자동 보정 파라미터를 추출하는 단계로써, 4개의 자동 보정 파라미터가 추출된다. 제 4부분은 특별한 경우에 사용되는 수동 보정 파라미터와 조합하여 HI-PRO 제어 상자로 전송하게 되는 단계이다. 시험 장착 과정에서 2cc 커플러가 장착된 검사기를 통해 출력을 체크한 후, 적합한 경우에 시스템 칩에 최종 입력을 하게 된다. 그림 3은 자동 보정 시스템의 전체 구성도를 나타내고 있다. 이하 각 부분별로 상세히 설명한다.

3.2 칩 특성 측정

현재 다양한 파라미터 입력 방식의 디지털 보청기 칩이 개발되고 있으며 이 칩들을 선택에 있어서는

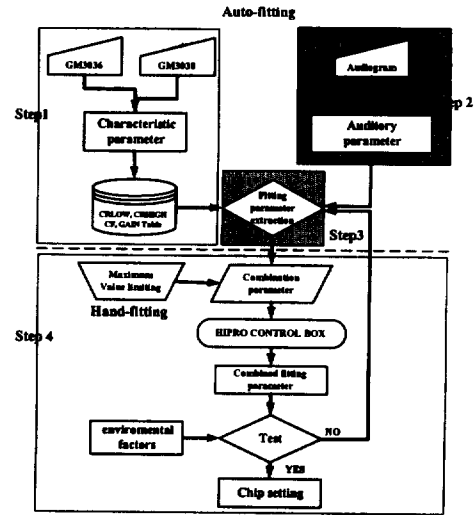



그림 3. 자동 보정 시스템 구성도

환자의 상태를 잘 파악한 후 환자에게 적합한 디지털 보청기를 선택해야 한다. 이것은 보청기 칩에 따라서 최대 음량 증폭값, 감쇠률, 주파수 반응 곡선등 조정 가능한 파라미터값이 각각 다르기 때문이다.

본 연구에서 사용된 디지털 방식의 보청기 칩의 한 예인 GM3036 programmable hybrid 디지털 보청기 시스템 칩에 대해 설명한다[7]. 본 칩은 멀티 채널 방식으로, WDRC(wide dynamic range compression) 신호처리기법을 이용하고 GP522 controller memory chip을 사용하며 24 dB/oct filtering 특성을 가진다. 이 칩은 7가지(고, 저주파수 채널에서 독립 증폭률 조정기, threshold 조정기, crossover 주파수 조정기와 최대 출력 조정기, 2개의 이득조정기)소프트웨어적으로 제어 가능한 조정기가 내장되어 있다. 그림 4는 GM3036 Programmable IC의 블록 다이어그램을 나타내고 있다.

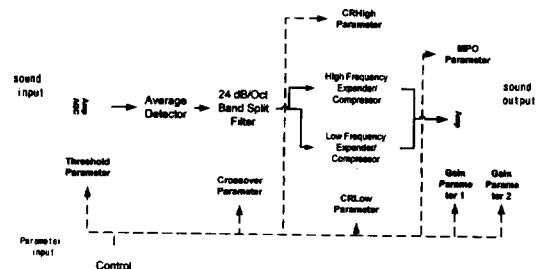



그림 4. GM3036 프로그래머블 시스템 칩

GM3036 디지털 보청기 칩은 입력에 따라 최대 40dB 증폭이 가능하며, 보청기 특성 조정에 필요한 7개의 파라미터를 입력하여 종합적인 특징을 만들어 낸다. 입력 가능한 파라미터는 다음과 같다.

1) 고 주파수 밴드의 증폭 비율
2) 저 주파수 밴드의 증폭 비율
3) kneepoint 증폭 비율 (Soft TK)
4) Crossover 주파수 필터
5) 2개의 시스템 이득
6) 최대 전력 출력

그림 5는 이들 시스템 칩에서 구현 가능한 고주파 및 저주파 특성 그래프를 나타내고 있다. 고주파 영역만을 증폭할 경우, 이 영역은 40dB까지 증폭가능하며 250~1KHz 영역에서는 0dB에서 40dB의 이득을 가지고 서서히 증가하면서 증폭되고 있음을 나타낸다. 이들 칩의 특성을 도식화하기 위해서는, 실제 음량 검사기를 통하여 입력 주파수와 레벨을 40dB에서 100dB까지 변화시키면서 증폭되는 정도를 측정하여 이론적인 2cc 그래프에 근사하도록 7개의 파라미터를 16단계로 나누어 테이블화 한다.

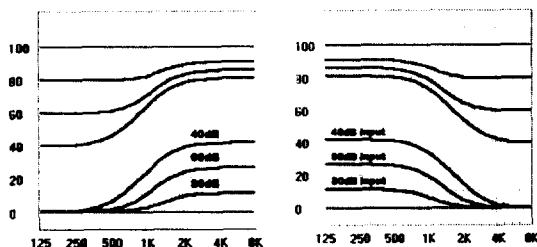



그림 5. 고,저 밴드 칩 특성 그래프

3.3 이론적 출력 그래프

오디오그램은 개인의 청각 손실 특성을 나타낸 것으로, 그림 6은 오디오그램의 일 예를 나타낸다. 여기서 가로축은 가청 주파수를, 세로축은 이득값을 나타낸다. 자동 보정 시스템은 오디오그램에 입력하는 한계 역치 이득값만을 이용하여 보정 파라미터를 추출하므로 개인에 따른 청각 손실 검사는 무엇보다 중요하다.

오디오그램의 측정에 있어서는 주파수 대역을 125Hz에서 8KHz의 13개 부분으로 나눈 후 각 주파수 별로 10dB에서 100dB까지의 이득을 변화시키면서 사람이 들을 수 있는 레벨을 기록하는 것이다[8]. 이 측정을 위해 주파수 대역에 따른 정확한 이득을 발생시키기 위해서는 400 zero comb filter와 parallel bank의 167 디지털 resonator를 이용한다[9,10].

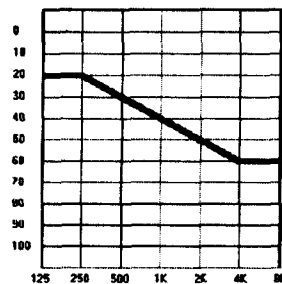



그림 6. 오디오그램

이와 같이 측정한 오디오그램을 바탕으로 보정을 위한 목표치를 산출하게 된다. 이때 모든 주파수 영역에서 각 입력 레벨에 대한 청취레벨의 변화가 20dB 범위내에는 정상적인 청각으로 판단하고, 20dB 이상의 값일 경우 손실된 청각으로 판단하여 이를 보상하게 된다.

이를 자동화하기 위해서는 오디오그램으로부터 목표치를 산출하며, 이론적인 목표치인 인간의 귀로 느끼는 음압을 구현하기 위해 2cc 커플러를 통과시킨 후의 결과를 표 1의 Killion and Fikret-Pasa공식에 의해 도식화한다[1,4]. 그림 7은 목표치 그래프의 일 예를 나타내며 오디오그램에서 보정해 주어야 할 이득을 나타내고 있다.

표 1. Killion, Fikret-Pasa의 보정 방정식

A. Gain for low-level sounds :	
1. G=0 2. G=HL-20 3. G=HL-20-0.5×(HL-60)	0 to 20 dB HL 20 to 60 dB HL HL ≥ 60 dB
B. Gain at middle-level sounds :	
1. G=0 2. G=0.6×(HL-20) 3. G=0.8×HL-23	for 0 to 20 dB HL for 20 to 60 dB HL for HL ≥ 60 dB
C. Gain for high-level sounds :	
1. G=0	for 0 to 40 dB HL

*여기서, HL은 오디오그램의 각 주파수별 이득값값을 나타내며 G는 이득값을 나타냄.

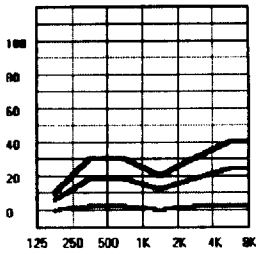
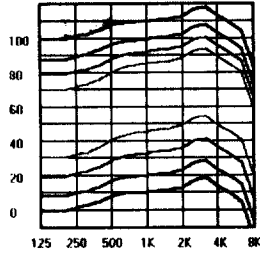



그림 7. 목표치 그래프　　그림 8. 2cc 특성 그래프

그림 8은 이론적인 2cc 커플러의 특성그래프를 나타내고 있다. 이 2cc 특성그래프는 칩특성 테이블화 과정에서 이론적인 기준값이 된다. 또한 최종 검사 과정에서 주파수별 이득을 측정하여 최종 보정의 유효성을 검토할 목적으로 이용된다.

3.4 화면 설계

화면설계는 현재 일반 PC의 OS로 사용되고 있는 WINDOWS 98에서 VISUAL BASIC 환경으로 프로그래밍 하였다.

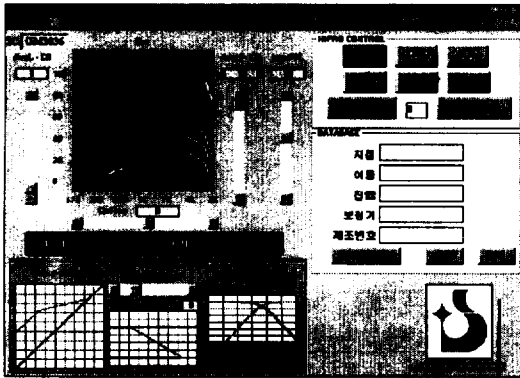



그림 9. 메인창

주 화면에는 오디오그램의 입력에 따른 보정되어야 할 목표치 그래프와 자동 보정으로 찾아낸 파라미터, 보정을 원하는 환자의 신상 데이터베이스, 그리고, HI-PRO 제어상자를 직접 조작할 수 있는 부분으로 구성되어 있다. 또한 Option 기능을 추가하여 파라미터에 따른 입, 출력곡선 비교, Soft-TK 파라미터의 출력 특성, Crossover 주파수 파라미터를 그림으로 나타낼 수 있도록 하였다. 이외에 보정 프로그램은 환자관리 데이터베이스와 오디오그램을 입력받을 수 있는 부분으로 나누어져 있다.

4. 보정 결과 및 고찰

본 장에서는 자동보정 방법으로 구현한 시스템의 유효성을 검토하기 위해 청각손실이 있는 환자 50명을 대상으로 보청기 시스템 칩을 사용하여 자동 보정한 보청기 시스템의 성능을 시험한 결과에 대해 논의한다. 환자가 느끼는 만족도 조사에 있어서는 자동 보정 시스템에 의해 조정된 디지털 보청기를 환자로 하여금 일정기간 사용하도록 한 후 설문조사를 실시하고 그 결과를 분석하였다.

4.1 보정 데이터

보정실험은 청각손실이 있는 환자 50명을 대상으로 한다. 실험에 참여한 환자는 다양한 나이와 직업을 가진 사람들로서 기존의 아날로그 보청기를 사용해 본 사람과 보청기를 처음 사용하는 사람으로 구성되어 있다. 그림 10은 이들 환자의 전체 오디오그램을 나타낸다.

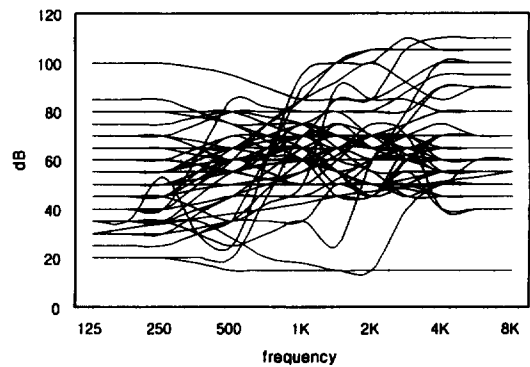



그림 10. 보정 오디오그램

4.2 보정 결과

보정된 보청기의 보정결과의 정확성을 측정하기 위해 사용한 고주파 영역의 청각이 약화된 환자의 오디오그램과 자동 보정 결과를 그림 11에 나타낸다. 진한 실선의 경우는 오디오그램으로 부터 증폭 보정해줘야 하는 부분을 나타내며, 연한실선은 칩특성상 근사치로 보정해줄 수 있는 값을 나타낸다. 위쪽 연한실선은 입력값과 증폭값을 합한 전체 출력값을 나

타낸다. 그림 12는 Killion and Fikret의 2cc 공식에 따른 실제 귀의 신경에서 나타나야할 이론적인 목표값을 그래프로 나타내고 있다. 또한 그림 13은 50dB에서 80dB 이득 입력후 물리적으로 인간의 귀의 특성을 만들어 내는 2cc 커플러가 장착된 검사박스를 통해 측정한 각 출력을 나타낸다.

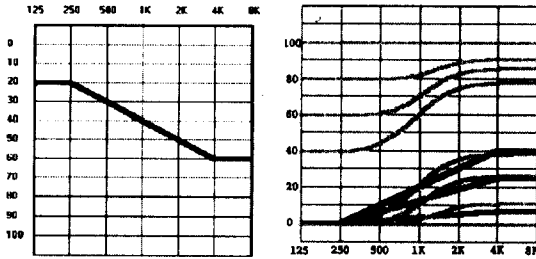



그림 11. 입력 오디오그램과 자동보정 결과

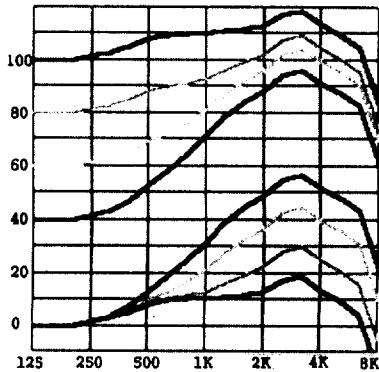



그림 12. Kilion, Fikret's의 보정 방정식에 의한 이론치

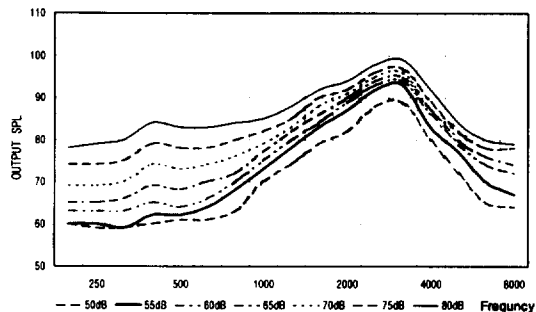



그림 13. 2cc 커플러를 통과한 GM3036 보정시스템의 결과

실제 2cc coupler를 통과한 출력이 이론적인 그래프인 그림 12의 Killion and Fikret의 공식에 따른 그래프에서 나타난 바와 유사한 3,200Hz 영역 부근에서 최대값을 가지며, 전체적으로 목표값과 근접하는 것을 볼 수 있다. 또한, 입력 이득이 커지더라도 MPO (Maximum Power Output) 파라미터에 의해 98dB에서 최대값이 제한됨을 볼 수 있다. 이 결과로부터 본 논문에서 설계한 자동보정 시스템의 보정결과가 이론값과 잘 일치함을 알 수 있다.

4.3 만족도 조사 결과

자동보정 시스템이 실제로 환자에게 유용한 시스템인가를 확인하기 위해 1년 이내에 정확한 검진을 받은 환자의 오디오그램을 기준으로 개인의 환경적 요인까지 고려하여 보정을 수행하였다. 자동 보정된 디지털 보청기를 2개월 이상 착용한 사람들을 대상으로 만족도를 조사하였다. 조사대상 기간 중 보청기의 사용에 문제가 있을 경우 재보정하여 주었다. 이때 외형상의 문제점을 호소한 경우는 자동보정 결과와는 무관하므로 재보정 횟수에서는 제외시켰다. 이때 보청기 사용 경험이 없는 환자가 9명으로 전체의 18%에 해당한다.

4.3.1 주관적 청각 손실치와 사용환경

보청기의 사용에 있어서는 환자의 주관적인 요소가 많이 작용한다. 즉 청각 손실이 많은 환자의 경우라도 환자자신이 언어소통에 별 지장을 못 느끼는 경우 자신의 청각상태에 만족하는 경우가 있으며, 미세한 청각 손실을 가지고 있는 환자의 경우이라도 자신의 청각에 만족을 느끼지 못하는 경우가 있다.

표 2는 환자의 청각 손실에 대한 인지정도를 나타낸 것으로, 보청기를 착용하지 않을 경우 불편함을 느끼는 정도의 조사결과 50명 중 21명이 50%정도 불편함을 느낀다고 대답하였으며, 100% 불편함을 느끼는 환자도 10% 정도이었다. 이로부터 실제 청각 손실뿐만 아니라 주관적인 청각 손실도 환자에 따라 다양하게 나타나는 것을 알 수 있다.

표 3은 환자가 보청기를 주로 사용하는 장소에 대한 조사결과를 나타낸 것으로, 모든 장소에서 보청기를 사용하지 않을 경우 75%이상 불편함을 느끼는 환자가 18명, 50%이하 불편함을 느끼는 환자가 14명으로 조사되어 이들을 합한 32명이 모든 장소에서 보청기를 사용하는 것으로 나타났다. 이는 전체 64%로써 장소에 관계없이 일정한 이득으로 조정하여야

표 2. 보청기를 사용하지 않은 경우의 불편함 비율

	Frequently uncomfortable	Uncomfortable ratio 25%	Uncomfortable ratio 50%	Uncomfortable ratio 75%	Uncomfortable ratio 100%
the number of persons	1	9	21	14	5
total rate	2%	18%	42%	28%	10%

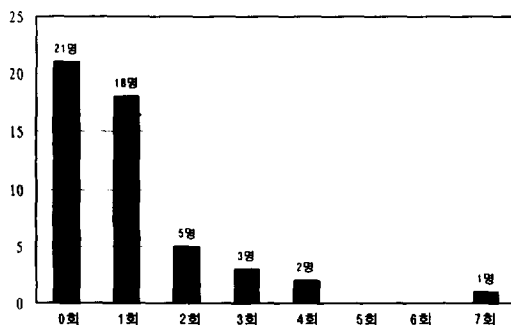
표 3. 보청기를 사용하는 장소에 대한 분포

	Home	Office	Office and Home	Everywhere
the number of persons	2	10	6	32
total rate	4%	20%	12%	64%

함을 알 수 있다.

4.3.2 재보정 요청 횟수

디지털 보청기의 특성상 주파수 대역별로 신호를 분리시켜 증폭하고 감쇠하는 방식을 취하므로, 실제 아날로그 보청기에 비해 부드럽지 못한 소리로 느껴진다. 그러므로, 아날로그 보청기를 오랜 기간 사용한 사람의 경우 자동보정 시스템으로 최적화된 보청기에 익숙해지기 위해서는 어느 정도의 적응기간을 거친후 재보정된 보청기를 착용하는 단계를 거치는 것이 좋다.

그림 14는 착용한 후 2개월 이상된 환자가 A/S를 요청하여 재보정을 수행한 횟수를 나타내고 있다. 1회의 보정 또는 1회의 재보정으로 50명중 39명인 전체 대비 78%의 환자가 만족함을 나타냄을 알 수 있다.

4.3.3 환자의 만족도

보정에 대한 만족도 조사는 기존의 아날로그 방식의 보청기를 사용해본 경험이 있는 사람으로서 디지털 방식의 보청기를 사용한 사람들과 처음부터 디지털 방식의 보청기를 사용한 사람들로 나누어서 조사하였다.

기존의 아날로그 보청기를 사용한 경험이 있는 환자를 대상으로 한 조사에서는 자동보정된 디지털 보청기로 교체하여 사용한 41명 중 매우 만족 및 만족을 나타내는 사람이 30명으로서 전체 대비 73%를 나타내었으며 불만족 및 매우 불만족을 나타낸 사람은 2명으로서 5%에 불과하였다. 이 결과로부터 기존의 아날로그 방식을 사용해본 경험이 있는 사람의 경우 자동보정 시스템이 유효함을 확인할 수 있었다.

다음에 아날로그 보청기 사용 경험이 없이 처음부터 자동보정 시스템으로 보정한 디지털 보청기를 사용한 사람을 대상으로 만족도를 조사하였다. 전체 9명 중 매우 만족 및 만족을 표시한 사람이 7명으로 전체대비 77%의 점유율을 나타냈으며, 불만족 및 매우 불만족을 표시한 사람이 1명으로서 11%에 불과하였다. 따라서 보청기 사용 경험이 없는 환자의 경우에도 자동보정 시스템이 유효함을 확인할 수 있었다.

그림 14. 재보정을 요구한 횟수

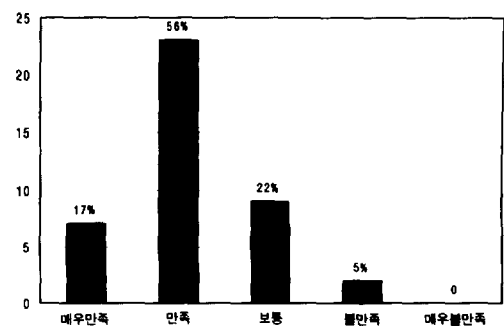



그림 15. 보청기를 사용한 경험이 있는 환자의 만족도

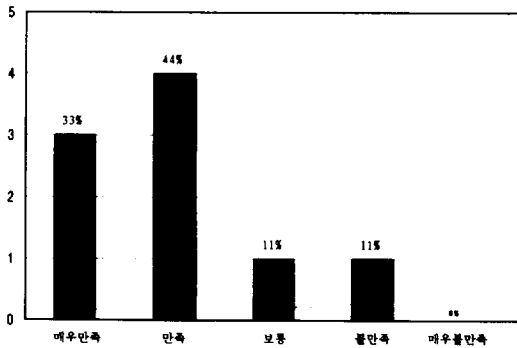



그림 16. 보청기를 사용한 경험이 없는 환자의 만족도

이상의 결과로부터 아날로그 보청기를 사용한 경험이 있는 사람과 처음부터 디지털 방식의 보청기를 사용한 사람 모두 개발한 자동보정 시스템에 의해 보정된 보청기 시스템에 만족함을 나타냄을 알 수 있었다.

5. 결 론

본 논문에서는 난청환자의 청각 손실정도를 나타내는 오디오그램으로부터 디지털 보청기의 보정 파라미터 추출 방법을 제안하고, 이를 구현한 자동 보정 시스템은 칩의 특성을 이론적인 목표값인 2cc 그래프에 근사하도록 테이블화 되었다. 이를 자동보정 시스템으로 구현한 후 실험을 통하여 유효성을 확인하였다.

제안한 자동보정 시스템을 이용한 디지털 방식의 경우 최적화된 파라미터를 자동적으로 찾아서 입력하므로 정확하고 신속하게 처리할 수 있으며, 다양한 개인의 특성을 쉽게 반영할 수 있는 장점이 있다. 이 시스템은 자동 보정 파라미터 추출후 특별한 경우에 조정되어 지는 수동보정 파라미터와 조합하여 주 화면에 나타냄과 동시에 보청기 시스템에 입력하여 시스템 칩의 주파수별 이득을 조정하게 된다. 이와 더불어 보청기 사용자의 사용환경 요인을 고려하여 보다 효과적인 잡음억제가 가능토록 하여 명료도를 향상시킬 수 있도록 하였다.

시스템의 출력 특성을 측정하기 위해 오디오그램을 입력 후 자동보정 시스템으로 추출한 파라미터를 GM3036 시스템 칩에 입력하여 주파수 특성을 측정한 결과, 이론치인 2cc 그래프와 유사하게 나타나 보정시스템이 효과적임을 확인할 수 있었다.

자동보정 알고리즘을 적용한 보청기의 성능실험을 위하여 착용 후 2개월 이상 경과된 50명의 환자를 대상으로 설문조사를 수행하였다. 설문조사 결과, 아날로그 보청기를 사용 경험이 있는 환자 41명 중 만족을 느끼는 사람이 30명으로서 73%를 차지하였으며, 아날로그 보청기를 사용한 경험이 없는 환자 9명 중 만족을 느끼는 사람은 7명으로서 77%가 만족함을 나타내어 자동보정 시스템의 유효성을 확인할 수 있었다.

불만족을 나타내는 환자의 원인을 조사한 결과 이들 환자들은 청각 손실영역이 미미한 경우로서 보청기의 잡음, 왜곡이 심하다는 불만이 원인이었다. 이것은 청각이 정상인 사람이 보청기 사용할 때 느끼는 현상과 거의 동일한 것으로서 보청기를 이용하여 보정효과를 얻을 수 없는 경우로 판단되었다.

참 고 문 헌

[1] Kwang-Sun Lee, "Hearing journal 2th Ed," *Starkey Korea*, pp.4-11, 1998.

[2] K.Nagal, T.Sakural, H.ito, "The Effect of the Consonant Stressing Function of the Hd-10 Digital Hearing Aids" *Journal of Sound and Vibration*, 205(4), pp.435-439, 1997.

[3] 박선준, "다채널 보정 알고리즘의 성능 개선 및 실시간 구현," 연세대학교 전자공학과 석사학위 논문, 1998.

[4] A.Maynard Engebretson, "Benefits of Digital Hearing Aids," *IEEE Engineering In Medicine and Biology*, Vol.31, No2, pp238-248, 1994.

[5] dbc-mifco Website: http://www.dbc-mifco.com/hams/index.html, 1998.

[6] M. Valente, *Hearing Aids: Standards, Options, and Limitation*, New York, Thieme Medical Publishers, Inc, pp.368-406, 1996.

[7] "Programmable DynamEQ II technology, GM3036 & GM3038 data sheet," *Gennum Corporation*, 1998.

[8] E.Zwicker, H.Fastl, *Psychoacoustics, Facts and Models*, Springer-Verlag, pp.181-183, 1992.

[9] *American National Standards Institute Method*

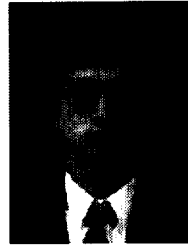
of Manual Pure tone Threshold Audiometry ANSI, S3.21-1978. New Youk: American National Standards Institute, Inc, 1978.

[10] Asha, "American Speech and Hearing Association. Guidelines for Manual Pure-Tone Audiometry," pp.297-301, 1997.

[11] Battaglia website, "speech", http://www4.tpgi.com.au/users/battagli/speech.html.

[12] Black, N.D., N and Powderly, "Programmable Audiogram Mathing Using A Frequency Sampling Filter Implemented On The Texas TMS 320C30," *IEEE Engineering In Medicine and Biology*, No2, pp.225-228, 1992.

석 수 영

1998년 2월 계명대학교 물리학과(학사)
2000년 2월 영남대학교 멀티미디어 통신공학과(석사)
2000년 3월~현재 영남대학교 정보통신공학과(박사과정 재학중)
관심분야 : 디지털 신호처리, 문자인식, 음성인식

정 호 열

1988년 8월 아주대학교 전자공학과(학사)
1990년 8월 아주대학교 전자공학과(석사)
1998년 4월 INSA de Lyon, France (Ph.D)
1999년 3월~현재 영남대학교 전자정보공학부 전임강사
관심분야 : 디지털 신호처리, 디지털 워터마킹, MPEG, JPEG

정 현 열

1975년 2월 육군사관학교/영남대학교 전자공학과(학사)
1981년 8월 영남대학교 전자공학과(석사)
1989년 3월 동북대학교 정보공학과(공학박사)
1989년 3월~현재 영남대학교 전자정보공학부 교수
관심분야 : 디지털 신호처리, 문자인식, 음성인식